

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2 0 0 1 年 1 2 月 6 日

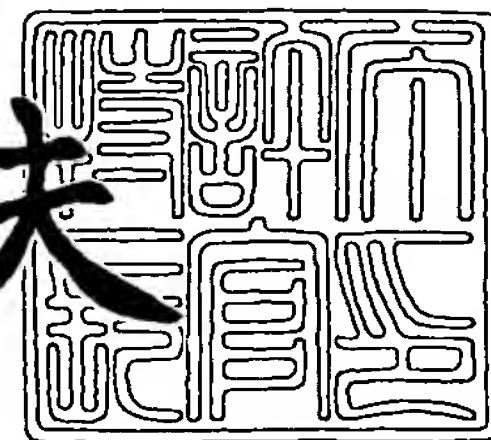
出 願 番 号
Application Number: 特 願 2 0 0 1 - 3 7 2 8 6 1
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 1 - 3 7 2 8 6 1]

出 願 人
Applicant(s): 株式会社レアメタル

2 0 0 3 年 1 0 月 2 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 13NS13110

【提出日】 平成13年12月 6日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61F 2/48

【発明者】

【住所又は居所】 東京都世田谷区大蔵 2 丁目 1 1 - 4 - 6 0 1

【氏名】 千葉 敏雄

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県川崎市幸区塚越 4 - 3 1 4 - 2 塚越マンション 5 1 2 号

【氏名】 日下部 進

【特許出願人】

【識別番号】 591254073

【氏名又は名称】 株式会社レアメタル

【代理人】

【識別番号】 100105784

【弁理士】

【氏名又は名称】 橋 和之

【電話番号】 049-249-5122

【先の出願に基づく優先権主張】

【出願番号】 特願2001-259516

【出願日】 平成13年 8月29日

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 070162

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】	要約書 1
【プルーフの要否】	要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 生体内情報検出システム及びこれに用いるタグ装置、中継装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体の身体内部において生体内情報を検出するタグ装置と、
上記生体の身体内部に入れたタグ装置の近傍の身体外部に設置される中継装置
とを備え、

上記タグ装置は、当該タグ装置の外部より供給される電磁波から内部動作電力
を生成する電力生成手段を備え、

上記中継装置は、上記タグ装置により検出された生体内情報を上記タグ装置よ
り受信し、上記受信した生体内情報を当該中継装置の外部に送信する送受信手段
を備えたことを特徴とする生体内情報検出システム。

【請求項 2】 生体の身体内部に入れて使用するタグ装置と、上記生体の身
体内部に入れたタグ装置の近傍の身体外部に設置される中継装置と、上記中継装
置との間で信号の授受を行う主送受信機とを備え、

上記タグ装置は、当該タグ装置の外部より供給される電磁波を受信するタグ受
信手段と、

上記タグ受信手段で受信した電磁波から内部動作電力を生成する電力生成手段
と、

上記生体の身体内部の環境を測定し、測定データを出力する生体内情報検出手
段と、

上記生体内情報検出手段より出力された測定データを上記中継装置に送信する
タグ送信手段とを備え、

上記中継装置は、上記タグ装置より送信された上記測定データを受信する中継
受信手段と、

上記中継受信手段で受信した上記測定データを上記主送受信機に送信する中継
送信手段とを備えたことを特徴とする生体内情報検出システム。

【請求項 3】 上記中継装置は、上記中継受信手段および上記中継送信手段
の動作電力源である電源部を備えたことを特徴とする請求項 2 に記載の生体内情
報検出システム。

【請求項 4】 上記中継装置は、上記電磁波を発生して上記タグ装置に送信する第 2 の中継送信手段を備えたことを特徴とする請求項 3 に記載の生体内情報検出システム。

【請求項 5】 上記中継装置は、上記測定データを蓄積するデータ蓄積手段を備えたことを特徴とする請求項 2 に記載の生体内情報検出システム。

【請求項 6】 上記中継送信手段は、上記中継装置の外部より供給される要求信号に応じて、上記データ蓄積手段に蓄積されている測定データを上記中継装置の外部に送信する手段を備えたことを特徴とする請求項 5 に記載の生体内情報検出システム。

【請求項 7】 上記中継送信手段は、上記測定データを上記主送受信機に送信したにもかかわらず、応答信号が返されてこなかった場合に、上記データ蓄積手段に蓄積されている測定データを上記主送受信機に再度送信する手段を備えたことを特徴とする請求項 5 に記載の生体内情報検出システム。

【請求項 8】 上記タグ装置は、上記生体内情報検出手段より出力された測定データを蓄積するデータ蓄積手段を備えたことを特徴とする請求項 2 に記載の生体内情報検出システム。

【請求項 9】 上記タグ送信手段は、上記タグ装置の外部より供給される要求信号に応じて、上記データ蓄積手段に蓄積されている測定データを上記中継装置に送信する手段を備えたことを特徴とする請求項 8 に記載の生体内情報検出システム。

【請求項 1 0】 上記タグ送信手段は、上記測定データを上記中継装置に送信したにもかかわらず、応答信号が返されてこなかった場合に、上記データ蓄積手段に蓄積されている測定データを上記中継装置に再度送信する手段を備えたことを特徴とする請求項 8 に記載の生体内情報検出システム。

【請求項 1 1】 上記タグ受信手段および上記タグ送信手段は、低周波用のコイルアンテナを備えることを特徴とする請求項 2 に記載の生体内情報検出システム。

【請求項 1 2】 上記タグ受信手段および上記タグ送信手段は、高周波用の平面ループアンテナを備えることを特徴とする請求項 2 に記載の生体内情報検出

システム。

【請求項 1 3】 上記タグ受信手段および上記タグ送信手段は、上記タグ装置の筐体を高周波アンテナとして利用することを特徴とする請求項 2 に記載の生体内情報検出システム。

【請求項 1 4】 上記中継送信手段は、制御信号を上記タグ装置に送信するようになされ、

上記タグ受信手段は、上記中継送信手段により送信された上記制御信号を受信するようになされ、

上記タグ装置は、上記タグ受信手段で受信した上記制御信号に基づいて、上記生体内情報検出手段を制御する制御手段を備えたことを特徴とする請求項 2 に記載の生体内情報検出システム。

【請求項 1 5】 生体の身体内部に入れられたタグ装置で生体内情報を検出し、それを身体外部の中継装置を介して送信するようにした生体内情報検出システムに用いる上記タグ装置であって、

外部より供給される電磁波を受信するタグ受信手段と、

上記タグ受信手段で受信した電磁波から内部動作電力を生成する電力生成手段と、

上記生体の身体内部の環境に関する測定データを得て送信するタグ送信手段とを備えたことを特徴とするタグ装置。

【請求項 1 6】 上記生体の身体内部の環境を測定し、測定データを出力する生体内情報検出手段を備え、

上記タグ送信手段は、上記生体内情報検出手段より出力された測定データを送信することを特徴とする請求項 1 5 に記載のタグ装置。

【請求項 1 7】 上記測定データを蓄積するデータ蓄積手段を備えたことを特徴とする請求項 1 5 に記載のタグ装置。

【請求項 1 8】 上記タグ受信手段および上記タグ送信手段は、低周波用のコイルアンテナを備えることを特徴とする請求項 1 5 に記載のタグ装置。

【請求項 1 9】 上記タグ受信手段および上記タグ送信手段は、高周波用の平面ループアンテナを備えることを特徴とする請求項 1 5 に記載のタグ装置。

【請求項 2 0】 上記タグ受信手段および上記タグ送信手段は、上記タグ装置の筐体を高周波アンテナとして利用することを特徴とする請求項 1 5 に記載のタグ装置。

【請求項 2 1】 上記タグ受信手段は、外部より供給される制御信号を受信するようになされ、

上記タグ受信手段で受信した上記制御信号に基づいて、上記生体内情報検出手段を制御する制御手段を備えたことを特徴とする請求項 1 6 に記載のタグ装置。

【請求項 2 2】 生体の身体内部に入れられたタグ装置で生体内情報を検出し、それを身体外部の中継装置を介して送信するようにした生体内情報検出システムに用いる上記中継装置であって、

上記タグ装置により検出された上記生体の身体内部の環境に関する測定データを受信する中継受信手段と、

上記中継受信手段で受信した上記測定データを送信する中継送信手段とを備えたことを特徴とする中継装置。

【請求項 2 3】 上記中継受信手段および上記中継送信手段の動作電力源である電源部を備えたことを特徴とする請求項 2 2 に記載の中継装置。

【請求項 2 4】 上記タグ装置がその内部動作電力を生成するための電磁波を発生して送信する第 2 の中継送信手段を備えたことを特徴とする請求項 2 3 に記載の中継装置。

【請求項 2 5】 上記測定データを蓄積するデータ蓄積手段を備えたことを特徴とする請求項 2 2 に記載の中継装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体内情報検出システム及びこれに用いるタグ装置、中継装置に関し、特に、人間や動物の身体内部に埋め込んだタグ装置で各種の生体内情報を検出し、それを身体外部から無線通信で得ることを可能にするシステムに用いて好適なものである。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

近年、人間や動物の体内に埋め込みあるいは留置可能なタグ装置を用いて各種の生体内情報を検出し、それを医療に活用する方法が行われている。例えば、タグ装置は温度センサや圧力センサを備え、生体内の体温や血圧などを検出して、その情報を身体の外部に無線で送出的できるようになっている。

【0 0 0 3】

図 5 は、医療用タグ装置の従来例を示す図である。このうち図 5 (a) は、医療用タグ装置の外観構成を示す。同図に示すように、医療用タグ装置は、プラスチック製等のカプセル 5 1 内にバッテリー 5 2 および回路基板 5 3 を備えて構成されている。バッテリー 5 2 と回路基板 5 3 とは電氣的に接続されており、回路基板 5 3 の動作電力は、バッテリー 5 2 から得るようになっている。

【0 0 0 4】

図 5 (b) は、上記回路基板 5 3 の主な回路構成を示す。同図において、制御回路 6 1 は、医療用タグ装置の全体制御やデータ処理を行うものである。センサ 6 2 は、例えば温度センサや圧力センサなどであり、医療用タグ装置が埋め込まれた生体内で体温や血圧などを検出する。センサ 6 2 の出力信号は、制御回路 6 1 に与えられて、二値化等の所定のデータ処理が施される。

【0 0 0 5】

メモリ 6 3 は、医療用タグ装置の動作に必要なデータをあらかじめ保存しておくものであり、例えば E E P R O M 等により構成される。変調部 6 4 は、送信信号を A S K (Amplitude Shift Keying) 方式や F S K (Frequency Shift Keying) 方式等で伝送用の信号に変調し、送信アンテナ 6 5 に供給するものである。送信アンテナ 6 5 からは、変調された生体内情報が外部の情報処理装置に送信される。

【0 0 0 6】**【発明が解決しようとする課題】**

上記従来の医療用タグ装置では、回路基板 5 3 の動作電力を得るためにバッテリー 5 2 を内蔵することが必要であり、そのために医療用タグ装置は大きなものとなっている。特に、生体内情報を外部に送信するためには大きな送信電力が必要

であり、自ずからバッテリー 5 2 も大きくせざるを得ない。現在用いられている医療用タグ装置の大きさは、カプセル 5 1 の直径が約 1 0 mm、長さが約 4 0 mm もある。そのため、この医療用タグ装置を体内に埋め込む人間や動物に対し、不自由を強いたり、大きな抵抗感や苦痛を与えることになるという問題があった。

【 0 0 0 7 】

また、バッテリー 5 2 には寿命があるため、医療用タグ装置を長時間生体内に留置して使用することができないという問題もあった。生体内情報を継続的に取得してこれを治療に役立てたり、健康管理のためなどに使用する目的のためには、医療用タグ装置を長時間生体内に留置して使用することが望ましい。ところが、従来の医療用タグ装置では、バッテリー 5 2 の残存量が少なくなると使用できなくなるため、体内から取り出して新たに埋め込み直す必要があった。

【 0 0 0 8 】

バッテリー 5 2 として充電可能な 2 次電池を用い、カプセル 5 1 に着脱可能な導線を通して、体外にある外部電源から体内のバッテリー 5 2 に動作電力の補給を行うようにしたものも存在する。しかし、この従来例では、カプセル 5 1 に内蔵されたバッテリー 5 2 に電力を補給する際に、導線が生体の体内に挿入されるため、やはり生体に不自由を強いたり、大きな苦痛を与えることになるという問題があった。

【 0 0 0 9 】

本発明は、このような問題を解決するために成されたものであり、タグ装置の小型化を図り、これを埋め込む生体に不自由を強いたり、大きな抵抗感や苦痛を与えるたりすることがなくなるようにすることを目的とする。

また、本発明は、バッテリーの寿命に関係なく、タグ装置を長時間生体内に留置して使用することができるようにすることを目的とする。

【 0 0 1 0 】

【課題を解決するための手段】

本発明の生体内情報検出システムは、生体の身体内部におい生体内情報を検出するタグ装置と、上記生体の身体内部に入れたタグ装置の近傍の身体外部に設置される中継装置とを備え、上記タグ装置は、当該タグ装置の外部より供給される

電磁波から内部動作電力を生成する電力生成手段を備え、上記中継装置は、上記タグ装置により検出された生体内情報を上記タグ装置より受信し、上記受信した生体内情報を当該中継装置の外部に送信する送受信手段を備える。

本発明の他の態様では、上記中継装置は、上記送受信手段の動作電力源である電源部を備える。

【0 0 1 1】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の一実施形態を図面に基づいて説明する。

図1は、本実施形態による生体内情報検出システムの全体構成例を示す図である。図1に示すように、本実施形態の生体内情報検出システムは、人間や動物などの生体の身体内部に埋め込みまたは飲み込ませて使用するタグ装置1と、身体内部に入れられたタグ装置1の近傍の身体外部に設置される中継装置2と、中継装置2との間で信号の送受信を行う主送受信機3と、タグ装置1により検出された生体内情報を取得して処理する情報処理装置4とを備えている。

【0 0 1 2】

タグ装置1は、プラスチック製等のカプセル5の中に、送受信アンテナや微小なモジュール基板6を備えて構成されている。モジュール基板6は、後述するように、R F I D (Radio Frequency Identification) チップや用途に応じた各種センサ類などを搭載している。R F I D チップは、中継装置2との間で高周波信号 (R F 信号) の送受信を行う R F 送受信部などを備えている。このタグ装置1は、生体の身体内部の所望位置に留置して使用する。

【0 0 1 3】

中継装置2は、送受信アンテナやモジュール基板を備えて構成されている。当該モジュール基板は、後述するように、タグ装置1や主送受信機3との間でR F 信号の送受信 (信号の中継) を行う R F 送受信部や、所定のデータ処理を行う I C チップなどを備えている。R F 送受信部は、タグ装置1に起電力を与えるための電磁波 (電波) を送る役目も果たす。

【0 0 1 4】

この中継装置2は、身体内部に留置されているタグ装置1の近傍の身体外部に

設置して使用する。例えば、患者が寝ているベッド、MRI (Magnetic Resonance Imaging) やCT (Computerized Tomography) スキャン、NMR (Nuclear Magnetic Resonance) などの各種検査機器に設置して使用する。また、身体表面に粘着テープ、包帯、ベルトその他の固定器具などによって固定したり、患者の衣類に装着したりしても良い。この場合には、中継装置 2 が固定された場所の近くに患者が常にいる必要はないので、患者の自由行動を実現することができる。要するに、中継装置 2 は、タグ装置 1 と通信可能な程度の近傍であれば、どのように設置しても良い。

【0 0 1 5】

主送受信機 3 は、中継装置 2 との間で必要なデータの授受を行う。本実施形態では特に、情報処理装置 4 からのコマンドを受け取って、これを身体近傍に設置した中継装置 2 を介して身体内部のタグ装置 1 に送信したり、身体内部のタグ装置 1 により検出された生体内情報を中継装置 2 を介して受信して、これを情報処理装置 4 に送出したりする処理を行う。

【0 0 1 6】

情報処理装置 4 は、例えばパーソナルコンピュータ (パソコン) などで構成されるものであり、身体内部のタグ装置 1 を制御するための各種コマンドを発生して主送受信機 3 に出力したり、タグ装置 1 を用いて取得した生体内情報を表示、分析するなどして、生体の治療、診断、病気管理、健康管理、医療研究、生態調査などに活用する。なお、ここでは主送受信機 3 と情報処理装置 4 とを別体で構成する例について説明しているが、情報処理装置 4 自身が主送受信機 3 の無線通信機能を備えるようにしても良い。

【0 0 1 7】

図 2 は、タグ装置 1 の構成例を示す図である。図 2 に示すように、タグ装置 1 のモジュール基板 6 は、RFID チップ 1 1 および生体内情報検出部 1 2 を備えている。また、モジュール基板 6 の RFID チップ 1 1 には、送受信アンテナ 1 3 が電氣的に接続されている。

【0 0 1 8】

送受信アンテナ 1 3 は、例えば数 MHz ~ 2. 4 5 GHz、あるいは 5. 7 5

GHzのRF信号を送受信するためのものであり、タグ装置1の小型化に貢献するために、例えば高周波用の平面ループアンテナにより構成される。なお、図2には送受信アンテナ13を1つのみ示しているが、送信アンテナと受信アンテナとを別体に設けても良い。

【0019】

図3に、平面ループアンテナ13の形成例を示す。図3(a)は、モジュール基板6上にRFIDチップ11が搭載される領域とは別の領域に平面ループアンテナ13を形成する例である。図3(b)は、RFIDチップ11の周囲を囲むように平面ループアンテナ13を形成する例である。図3(c)は、図3(b)と同様にRFIDチップ11の周囲を囲むように平面ループアンテナ13を形成する例であるが、この例では、モジュール基板6上に平面ループアンテナ13をパターンとしてプリントしている。

【0020】

図3(d)は、RFIDチップ11が搭載されるモジュール基板6の周囲を囲むように平面ループアンテナ13を形成する例である。例えば、カプセル5の表面上に平面ループアンテナ13をメタル印刷により形成することが可能である。また、特別に平面ループアンテナ13を設けずに、タグ装置1の筐体であるカプセル5そのものを高周波アンテナとして利用することも可能である。高周波領域においては寄生要素や浮遊要素が発生し、特に小型の機器では、筐体そのものが高周波電流の経路として働くようになる。したがって、誘電率の高い材料で構成するなどして条件を整えることにより、カプセル5そのものを高周波アンテナとして利用することが可能である。

【0021】

図3(a)のように平面ループアンテナ13を形成した場合には、平面ループアンテナ13の占有面積の分だけタグ装置1が大きくなる。これに対し、図3(b)～(d)のように形成した場合は、平面ループアンテナ13の占有面積によってタグ装置1が大きくならないようにすることができる。特に、カプセル5そのものを高周波アンテナとして利用した場合には、平面ループアンテナ13そのものを設ける必要がなくなり、タグ装置1をより小型にすることができる。

【 0 0 2 2 】

なお、ここでは平面ループアンテナを用いているが、それ以外の高周波アンテナを用いても良いことは言うまでもない。また、ここでは、タグ装置 1 と中継装置 2 との間の通信を高周波信号により行うため、使用する送受信アンテナ 1 3 として平面ループアンテナを用いたが、通信を 1 M H z 以下（例えば 1 4 0 K H z）の低周波信号により行う場合は、導体をコイル状に巻回したコイルアンテナを用いても良い。

【 0 0 2 3 】

図 2 に戻り、R F I D チップ 1 1 および生体内情報検出部 1 2 の構成について説明する。R F I D チップ 1 1 は、R F 送受信部 2 1、非同期式ロジック 2 2、電源部 2 3 およびフラッシュ R O M 2 4 を備えている。R F 送受信部 2 1 は、送受信アンテナ 1 3 を介して中継装置 2 との間で R F 信号の送受信を非接触で行う。この R F 送受信部 2 1 は、送信信号を A S K 方式や F S K 方式等で伝送用の信号に変調する変調機能、受信信号を P S K（Phase Shift Keying）方式等で内部処理用の信号に復調する復調機能などを備えている。

【 0 0 2 4 】

非同期式ロジック 2 2 は、R F I D チップ 1 1 および生体内情報検出部 1 2 の全体制御やデータ処理を行う信号処理部である。例えば、情報処理装置 4 から主送受信機 3 および中継装置 2 を介して送られてきたコマンドに従って、生体内情報検出部 1 2 を制御する処理を行う。また、生体内情報検出部 1 2 より出力された体内環境の測定データを二値化したり、フラッシュ R O M 2 4 に記憶されている暗号化 I D を用いてデータを暗号化したりする処理を行う。暗号化された生体内情報は、R F 送受信部 2 1 で変調された後、身体外部の中継装置 2 に送信される。

【 0 0 2 5 】

電源部 2 3 は、中継装置 2 から送受信アンテナ 1 3 を介して送られてくる R F 信号（電磁波）から電磁誘導により交流電圧を発生させ、それを直流電圧に整流することにより、R F I D チップ 1 1 や生体内情報検出部 1 2 の駆動に必要な動作電力を内部で作り出すものである。上述した R F 送受信部 2 1 や非同期式ロジ

ック 2 2 および後述するフラッシュ R O M 2 4 等は、この電源部 2 3 にて生成された動作電力によって駆動される。

【 0 0 2 6 】

フラッシュ R O M 2 4 は、上述の暗号化 I D や、生体の属性情報（人間の個人情報など）などをあらかじめ保存しておくものである。ここに記憶されている情報が非同期式ロジック 2 2 により読み出され、R F I D チップ 1 1 での処理に利用される。なお、ここではフラッシュ R O M を用いているが、これは単なる例に過ぎず、E E P R O M や R A M など他のメモリを用いても良い。

【 0 0 2 7 】

また、生体内情報検出部 1 2 は、温度センサ 2 5、圧力センサ 2 6、各種バイオセンサ 2 7、各種制御装置 2 8 などを備えており、これらによって生体の身体内部の環境を測定する。例えば、生体内の体温、血圧、血糖値、血液その他の体液の組成、p H 値、脈拍、心拍、体内壁の硬さや粘度、光反射特性などを測定する。

【 0 0 2 8 】

また、C C D (Charge Coupled Device) や C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 素子等を用いた小型カメラによって体内の映像を撮像したり、小型マイクによって体内の音声を採取できるようにしても良い。小型カメラを用いて体内を撮像する場合、電源部 2 3 による起電力を得て体内を照明する小型の照明装置を設けるのが好ましい。なお、ここに挙げたものは単なる例であって、これに限定されるものではない。

【 0 0 2 9 】

このような生体内情報の収集は、情報処理装置 4 からのコマンドに従って生体内情報検出部 1 2 を制御することによって行うことも可能であるし、情報処理装置 4 からのコマンドとは関係なく生体内情報検出部 1 2 が主体的に行うことも可能である。コマンドを使用する場合、例えば生体内情報の検出タイミングや検出時間を制御したり、収集すべきデータを指定したり、照明の O N / O F F を制御したり、小型カメラのパン・チルトを制御したりすることが可能である。

【 0 0 3 0 】

上記タグ装置 1 の構成において、R F 送受信部 2 1 および送受信アンテナ 1 3 は、本発明のタグ受信手段およびタグ送信手段を構成する。また、電源部 2 3 は本発明の電力生成手段を構成し、生体内情報検出部 1 2 は本発明の生体内情報検出手段を構成する。また、非同期式ロジック 2 2 は、本発明の制御手段を構成する。

【 0 0 3 1 】

図 4 は、中継装置 2 の構成例を示す図である。図 4 に示すように、中継装置 2 のモジュール基板は、R F 送受信部 3 1、セルベース I C チップ 3 2 および電源部 3 3 を備えている。R F 送受信部 3 1 には、送受信アンテナ 3 4 が電氣的に接続されている。

【 0 0 3 2 】

送受信アンテナ 3 4 は、例えば数 M H z ~ 2 . 4 5 G H z、あるいは 5 . 7 5 G H z の R F 信号を送受信するためのものであり、例えば高周波用の平面ループアンテナにより構成される。図 4 には送受信アンテナ 3 4 を 1 つのみ示しているが、送信アンテナと受信アンテナとを別体に設けても良い。

【 0 0 3 3 】

なお、中継装置 2 は、生体の身体内部に埋め込まれるタグ装置 1 と異なり、身体外部にて用いられるので、タグ装置 1 ほど小型にする必要はない。そのため、平面ループアンテナよりも送受信効率のよい高周波アンテナを用いても良い。また、タグ装置 1 との通信を低周波信号により行う場合は、コイルアンテナを用いても良い。

【 0 0 3 4 】

R F 送受信部 3 1 は、送受信アンテナ 3 4 を介してタグ装置 1 や主送受信機 3 との間で R F 信号の送受信を非接触で行う。例えば、主送受信機 3 から送られてきたコマンド等の R F 信号を身体内部のタグ装置 1 に伝え、また身体内部のタグ装置 1 から送られてきた生体内情報等の R F 信号を主送受信機 3 に伝える。この R F 送受信部 3 1 は、送信信号を A S K 方式や F S K 方式等で伝送用の信号に変調する変調機能、受信信号を P S K 方式等で内部処理用の信号に復調する復調機能などを備えている。

【 0 0 3 5 】

セルベース I C チップ 3 2 は、P L L (Phase Locked Loop) 回路 4 1、ベースバンド通信プロトコル制御部 4 2、復号化制御部 4 3、S R A M (スタティッ ク R A M) 4 4 および外部インタフェース 4 5 を備えている。P L L 回路 4 1 は、R F 送受信部 3 1 で使用する局部発振周波数の信号を生成して出力する。

【 0 0 3 6 】

ベースバンド通信プロトコル制御部 4 2 は、中継装置 2 とタグ装置 1 との間の通信、中継装置 2 と主送受信機 3 との間の通信を、所定の通信プロトコルに従って制御する。概略的には、主送受信機 3 から送られてくる生体内情報取得の要求信号やその他の各種コマンドをタグ装置 1 に伝送し、その応答としてタグ装置 1 から返されてくる生体内情報を主送受信機 3 に伝送する処理を制御する。

【 0 0 3 7 】

復号化制御部 4 3 は、タグ装置 1 で暗号化されたデータを復号化する処理を行う。その復号化処理の際に、S R A M 4 4 をワークメモリとして使用する。外部インタフェース 4 5 は、情報処理装置 4 との間で種々のデータをやり取りするものである。通常、中継装置 2 と情報処理装置 4 との間のデータのやり取りは、主送受信機 3 を介して行う。その際、中継装置 2 と主送受信機 3 との間の通信は、中継装置 2 の R F 送受信部 3 1 を用いて非接触で行う。これに加えて、外部インタフェース 4 5 を介して情報処理装置 4 との間でダイレクトにデータのやり取りを行うこともできるようになっている。

【 0 0 3 8 】

例えば、タグ装置 1 で測定された生体内情報を R F 送受信部 3 1 で受信してそれをセルベース I C 3 2 内の S R A M 4 4 あるいは別に設けた専用のメモリ (図示せず) に蓄積しておく。そして、メモリに蓄積しておいた測定データを、外部インタフェース 4 5 を介して後から情報処理装置 4 に送ることが可能である。また、後に情報処理装置 4 から中継装置 2 の外部インタフェース 4 5 に所定の要求信号を送ることにより、メモリに蓄積された測定データを、R F 送受信部 3 1 を介して主送受信機 3 に送信することも可能である。上記所定の要求信号は、ユーザが情報処理装置 4 に明示的に指示を与えたときに送っても良いし、情報処理装

置 4 が定期的に自動発信するようにしても良い。

【 0 0 3 9 】

なお、生体内情報を蓄積するメモリは、タグ装置 1 の中に設けても良い。この場合、タグ装置 1 は、情報処理装置 4 から中継装置 2 の外部インタフェース 4 5 に供給され、R F 送受信部 3 1 から送られてくる要求信号に応じて、タグ装置 1 内のメモリに蓄積されている生体内情報を中継装置 2 に送信する。中継装置 2 は、タグ装置 1 から受け取った生体内情報を外部インタフェース 4 5 から情報処理装置 4 に転送する。

【 0 0 4 0 】

電源部 3 3 は、R F 送受信部 3 1 やセルベース I C チップ 3 2 に対して動作電力を供給するものであり、例えば中継装置 2 に着脱可能な電池により構成されている。この電池は、活物質を全部反応させたら使用できない 1 次電池と、充電することによって繰り返し使用できる 2 次電池または蓄電池との何れを用いても良い。また、2 つ以上の蓄電池を組み合わせることで所定のエネルギーを得るようにしたバッテリーを用いても良い。中継装置 2 は身体外部に付けるものであるから、電池の交換や充電が容易であり、人間や動物に負担を強いることはない。

【 0 0 4 1 】

上記中継装置 2 の構成において、R F 送受信部 3 1 および送受信アンテナ 3 4 は、本発明の中継受信手段および中継送信手段を構成する。

【 0 0 4 2 】

次に、以上のように構成した生体内情報検出システムの動作を説明する。ここでは、タグ装置 1 は生体の身体内部の所望位置に留置され、中継装置 2 はそのタグ装置 1 の近傍の身体表面に粘着テープ等によって固定されているものとする。

【 0 0 4 3 】

まず、主送受信機 3 から中継装置 2 に対し、生体内情報を取得すべく要求信号を送信する。この要求信号は、情報処理装置 4 からの指示に応じて送信しても良いし、主送受信機 3 が主体的に送信しても良い。R F 送受信部 3 1 で要求信号を受け取った中継装置 2 は、その要求信号を R F 送受信部 3 1 からタグ装置 1 に転送する。タグ装置 1 は、中継装置 2 から送られてくる要求信号を R F 送受信部 2

1 で受信するとともに、当該要求信号の電磁波をもとに電源部 2 3 で内部動作電力を発生する。

【 0 0 4 4 】

電源部 2 3 により動作電力を得たタグ装置 1 は、生体内情報検出部 1 2 によって各種の生体内情報を測定し、その測定した生体内情報を R F 送受信部 2 1 から中継装置 2 に返信する。R F 送受信部 3 1 で生体内情報を受け取った中継装置 2 は、その生体内情報を R F 送受信部 3 1 から主送受信機 3 に転送する。そして、主送受信機 3 で受信した生体内情報を情報処理装置 4 にて取得する。

【 0 0 4 5 】

以上により、1 回分の生体内情報の取得動作が終了する。この動作を繰り返す行うことにより、生体内情報の計時変化を把握することができ、生体の治療、診断、病気管理、健康管理、医療研究、生態調査などに活用することができる。なお、主送受信機 3 で受信した生体内情報をその受信の都度情報処理装置 4 に送るようにしても良いし、主送受信機 3 に蓄積しておき、これを任意のタイミングで情報処理装置 4 が取得できるようにしても良い。

【 0 0 4 6 】

以上のように、本実施形態によれば、タグ装置 1 の駆動に必要な動作電力は、R F I D などの手段を用いて、外部から供給される電磁波に基づき内部で発生するようにしている。そのため、タグ装置 1 は電池やバッテリーなどを備える必要がなく、その分小型化することができる。すなわち、タグ装置 1 のカプセル 5 を例えば直径約 3 mm、長さ約 1 0 mm 程度に小さくすることができる。

【 0 0 4 7 】

また、取得する生体内情報の的を絞って数少ないセンサのみ搭載するようにすれば、タグ装置 1 を更に小型化することができる。さらに、センサを R F I D チップ内に取り込むことにより、タグ装置 1 を R F I D チップと送受信アンテナだけで構成することもできる。この場合の R F I D チップは、1 mm 角程度の大きさで構成することができるため、タグ装置 1 は十分に小さくすることができる。したがって、このタグ装置 1 を体内に入れる人間や動物に対し、不自由を強いたり、大きな抵抗感や苦痛を与えることが少なくなる。

【0048】

また、本実施形態のタグ装置1はバッテリーレスで、外部からの電磁波をもとに起電力するので、タグ装置1を最初に1回体内に埋め込めば、これを取り換えたり、体外から体内に導線を通して動作電力を補給したりすることなく、タグ装置1を半永久的に使用することができる。したがって、この点でも、タグ装置1を体内に埋め込む人間や動物に対し、抵抗感や苦痛を和らげることができる。

【0049】

また、タグ装置1は非常に小型であるため、これを口から飲み込む際にも抵抗感や苦痛は少なく済む。そして、飲み込んだタグ装置1が胃や腸などに留置している間に、各種の生体内情報を収集することが可能である。その後、タグ装置1は体外に自然と排出されるので、タグ装置1を身体内部から取り出す際にも抵抗感や苦痛を与えないようにすることができる。

【0050】

また、本実施形態では、タグ装置1と主送受信機3との間で信号のやり取りを直接行うのではなく、中継装置2を介して行っている。タグ装置1は、外部から与えられる電磁波をもとに、内部で動作電力を発生している。そのため、あまり大きな電力を得ることができず、通信可能な距離は長くできない。送受信アンテナ13を大きくすれば多少通信距離を伸ばせるが、それでも限界はあるし、タグ装置1が大きくなってしまう。

【0051】

そこで、タグ装置1の近傍に設置して使用する中継装置2を設け、中継装置2に電源部33を備えることにより、タグ装置1と中継装置2の間では近距離の通信をしつつも、中継装置2と主送受信機3の間では通信距離を長くすることができる。これにより、タグ装置1を大きくすることなく、大きな送信電力を得ることができ、タグ装置1と主送受信機3との間の通信距離をかせぐことができる。

【0052】

なお、中継装置2に関してもバッテリーレスとし、主送受信機3より送られてくる電磁波から電磁誘導により内部動作電力を得るようにすることも可能である。

この場合、身体外部に取り付ける中継装置 2 では大きさの制限が緩いことから、電力効率の良い送受信アンテナを用いるなどして通信距離を伸ばすことが可能である。ただし、電源部 3 3 を設けた方が大きな電力を得ることができるので、より遠くまでデータの送信が可能であり、好ましい。

【 0 0 5 3 】

以上のような生体内情報検出システムを例えば病院で利用することにより、軽病人から重病人までほとんど全ての患者にタグ装置 1 を抵抗なく埋め込んだり飲ませたりすることができ、患者の治療等だけでなく、患者のコンディションを中央の情報処理装置 4 で全て管理することができる。また、タグ装置 1 を胎児に埋め込んで経過を見たり、出生前診断をしたりするなどの使い方もできる。

【 0 0 5 4 】

なお、上記実施形態では、生体内情報取得の要求信号や各種コマンド等を主送受信機 3 から中継装置 2 を介してタグ装置 1 に送信しているが、主送受信機 3 からタグ装置 1 に直接送信するようにしても良い。タグ装置 1 が起電力不足で遠距離の通信を行うことができないのは、生体内情報検出部 1 2 での測定データを外部に送信する際のことであり、主送受信機 3 は遠距離でも信号を送信する能力を持ち、タグ装置 1 はそれを受信する能力を持っている。したがって、生体内情報取得の要求信号等については主送受信機 3 からタグ装置 1 に直接送信し、測定した生体内情報についてはタグ装置 1 から中継装置 2 を介して主送受信機 3 に返信するようにすることが可能である。

【 0 0 5 5 】

また、上記実施形態では、生体内情報を取得するための要求信号等を主送受信機 3 から中継装置 2 を介してタグ装置 1 に送信しているが、中継装置 2 が上記要求信号等を発生してタグ装置 1 に送信するようにしても良い（本発明の第 2 の中継送信手段に相当）。この場合、中継装置 2 は、内蔵バッテリーを使って継続的に要求信号等を送ることが可能である。

【 0 0 5 6 】

また、主送受信機 3 が中継装置 2 と通信可能な位置になくても、タグ装置 1 を動作させることが可能である。ただし、この場合には、タグ装置 1 の生体内情報

検出部 1 2 で測定した生体内情報を中継装置 2 から主送受信機 3 に転送できないので、中継装置 2 内の S R A M 4 4 あるいは別に設けた専用のメモリ（図示せず）に測定データを蓄積しておくようにする。

【 0 0 5 7 】

このようにすれば、仮に測定データを中継装置 2 から主送受信機 3 に転送できなくても、メモリに蓄積された測定データを、外部インタフェース 4 5 を介して後から情報処理装置 4 に送ることが可能である。また、後に主送受信機 3 から中継装置 2 に所定の要求信号を送ることにより、メモリに蓄積された測定データを、中継装置 2 の R F 送受信部 3 1 から主送受信機 3 に送ることも可能である。

【 0 0 5 8 】

なお、上述したように生体内情報を蓄積するメモリは、タグ装置 1 の中に設けても良い。この場合、タグ装置 1 は、主送受信機 3 から直接供給される要求信号、あるいは中継装置 2 を介して供給される要求信号に応じて、タグ装置 1 内のメモリに蓄積されている生体内情報を中継装置 2 に送信する。中継装置 2 は、タグ装置 1 から受け取った生体内情報を R F 送受信部 3 1 から主送受信機 3 に転送する。

【 0 0 5 9 】

生体内情報取得要求信号等を主送受信機 3 から送信する場合でも同様に、生体内情報を蓄積するためのメモリをタグ装置 1 あるいは中継装置 2 に設けるようにしても良い。このようにすれば、例えば主送受信機 3 からタグ装置 1 に向けて要求信号等を送信した後に人間や動物が移動し、中継装置 2 と主送受信機 3 との距離が離れて生体内情報を返信できなくなっても、メモリに蓄積しておいた生体内情報を後で一括して主送受信機 3 や情報処理装置 4 に供給することができ、情報処理装置 4 における生体内情報の取得洩れを防ぐことができる。

【 0 0 6 0 】

また、生体内情報を蓄積するメモリを中継装置 2 に設けた場合において、主送受信機 3 が中継装置 2 から生体内情報を受信したときに応答信号（A c k 信号）を中継装置 2 に返すようにする。そして、中継装置 2 が生体内情報を主送受信機 3 に送信したにもかかわらず、応答信号が一定時間内に返されてこなかった場合

に、メモリに蓄積しておいた生体内情報を再度送信するようにしても良い。

【0 0 6 1】

同様に、生体内情報を蓄積するメモリをタグ装置 1 に設けた場合において、主送受信機 3 がタグ装置 1 から中継装置 2 を介して生体内情報を受信したときに、応答信号（A c k 信号）を中継装置 2 を介してタグ装置 1 に返すようにする。そして、タグ装置 1 が中継装置 2 を介して生体内情報を主送受信機 3 に送信したにもかかわらず、応答信号が一定時間内に返されてこなかった場合に、メモリに蓄積しておいた生体内情報を再度送信するようにしても良い。

【0 0 6 2】

このようにした場合、例えば人間や動物の移動等によって中継装置 2 から主送受信機 3 に生体内情報を送信できなくなっても、再び送信可能な状態になって生体内情報の送信が完了するまで、生体内情報の送信動作が繰り返し行われることとなり、情報処理装置 4 における生体内情報の取得洩れを防ぐことができる。

【0 0 6 3】

その他、以上に説明した各実施形態は、何れも本発明を実施するにあたっての具体化の一例を示したものに過ぎず、これらによって本発明の技術的範囲が限定的に解釈されてはならないものである。すなわち、本発明はその精神、またはその主要な特徴から逸脱することなく、様々な形で実施することができる。

【0 0 6 4】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、人間や動物などの生体の身体内部に入れて使用するタグ装置を小型化することができるので、生体に不自由を強いたり、大きな抵抗感や苦痛を与えたりすることなく使用することができるようになる。また、バッテリーの寿命に関係なく、タグ装置を長時間生体内に留置して使用することができるようになる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本実施形態による生体内情報検出システムの全体構成例を示す図である。

【図 2】

本実施形態によるタグ装置の構成例を示す図である。

【図 3】

本実施形態で用いる平面ループアンテナの形成例を示す図である。

【図 4】

本実施形態による中継装置の構成例を示す図である。

【図 5】

タグ装置の従来例を示す図である。

【符号の説明】

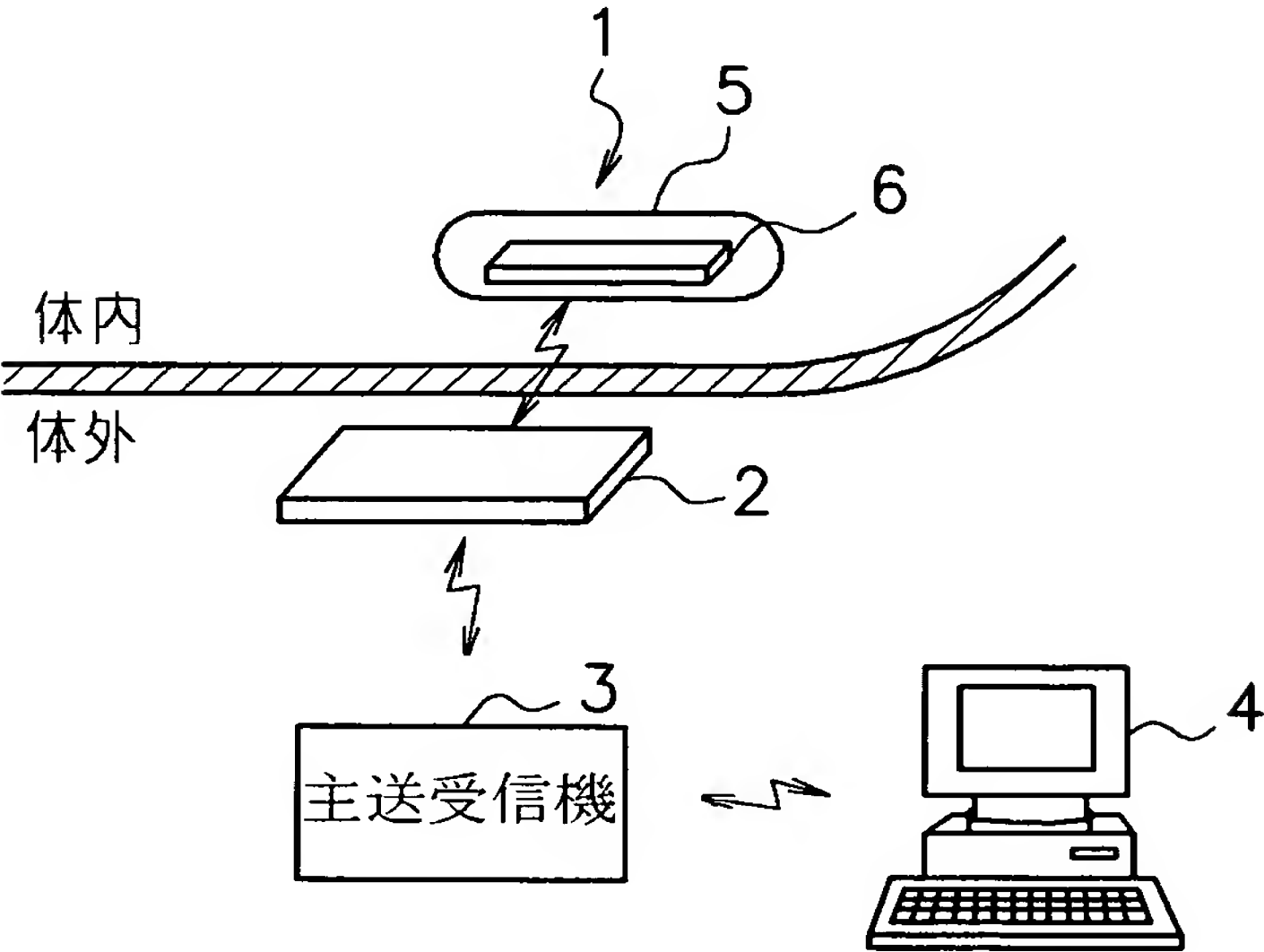
- 1 タグ装置
- 2 中継装置
- 3 主送受信機
- 4 情報処理装置
- 5 タグ装置のカプセル
- 6 タグ装置のモジュール基板
- 1 1 R F I Dチップ
- 1 2 生体内情報検出部
- 1 3 送受信アンテナ
- 2 1 R F 送受信部
- 2 2 非同期式ロジック
- 2 3 電源部
- 2 4 フラッシュ R O M
- 2 5 温度センサ
- 2 6 圧力センサ
- 2 7 各種バイオセンサ
- 2 8 各種制御装置
- 3 1 R F 送受信部
- 3 2 セルベース I C チップ
- 3 3 電源部
- 3 4 送受信アンテナ

- 4 1 P L L 回路
- 4 2 ベースバンド通信プロトコル制御部
- 4 3 復号化制御部
- 4 4 S R A M
- 4 5 外部インタフェース

【書類名】 図面

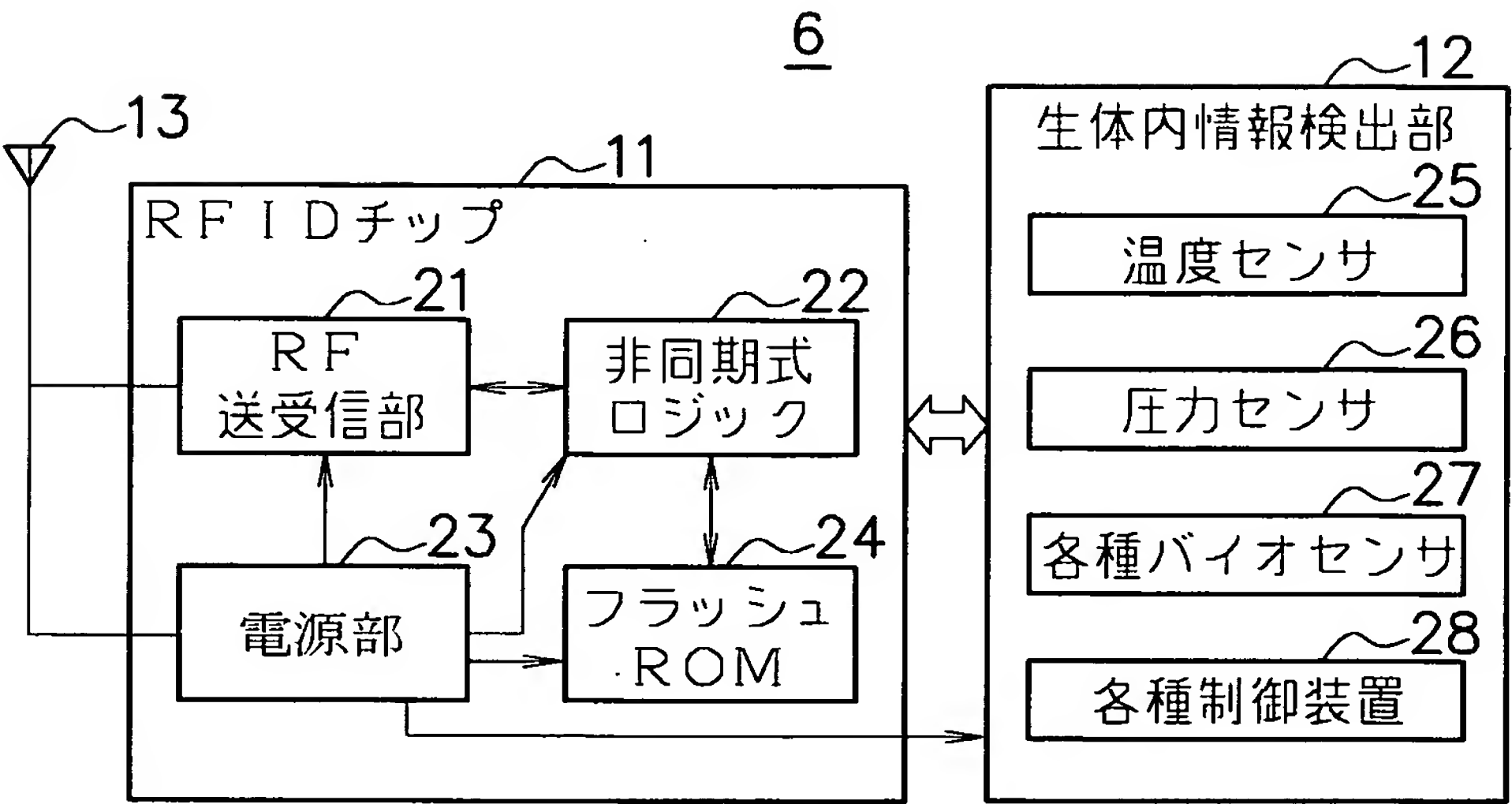
【図 1】

本実施形態の生体内情報検出システム



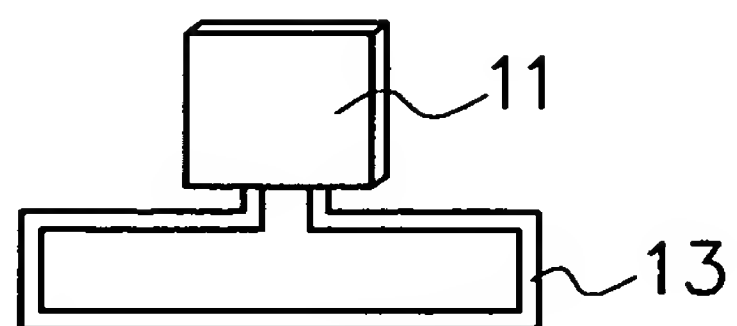
【図 2】

タグ装置のモジュール基板

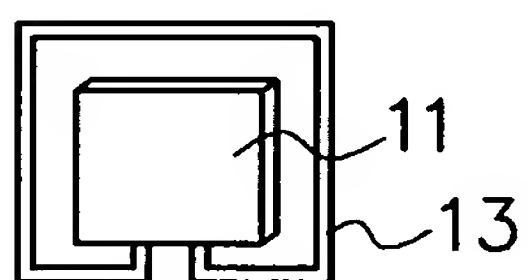


【図 3】

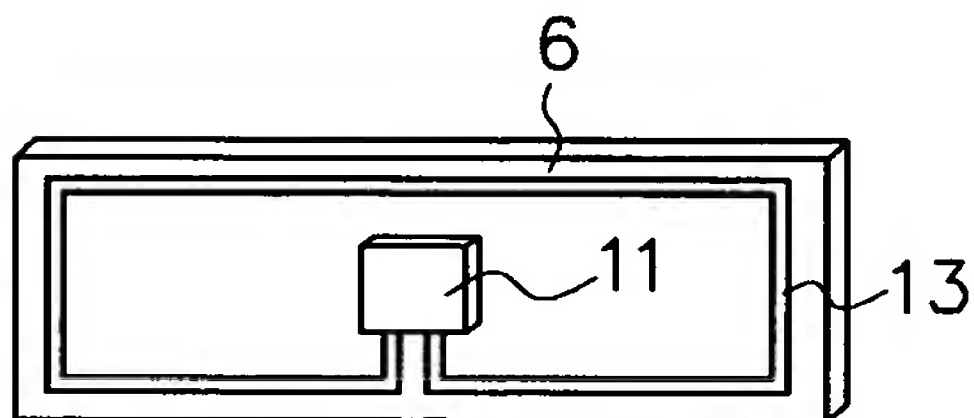
平面ループアンテナの形成例



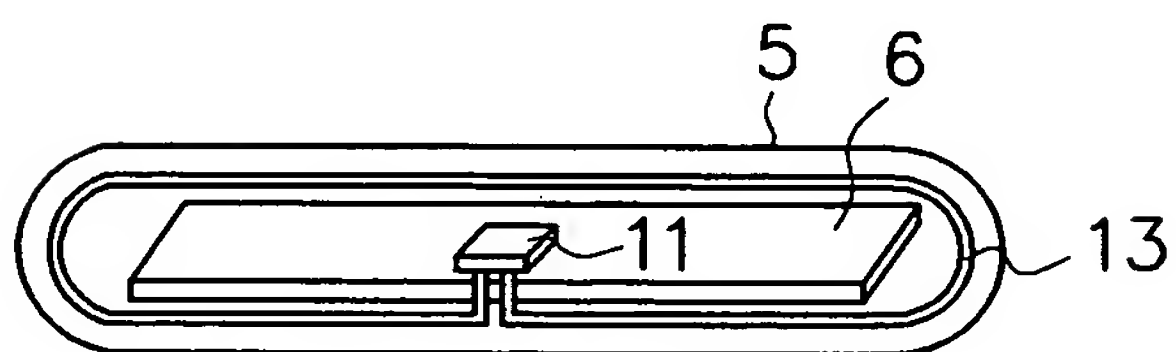
(a)



(b)



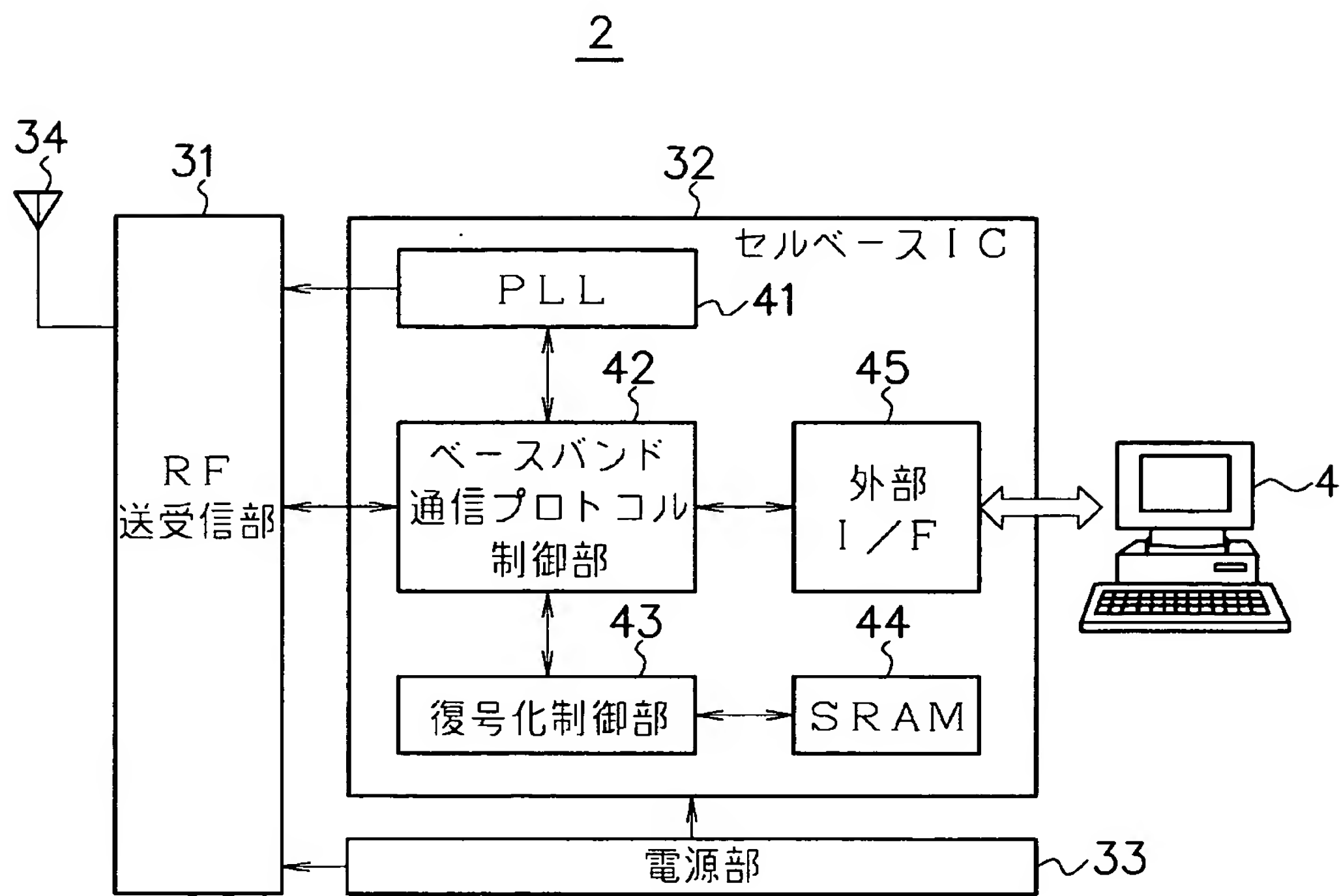
(c)



(d)

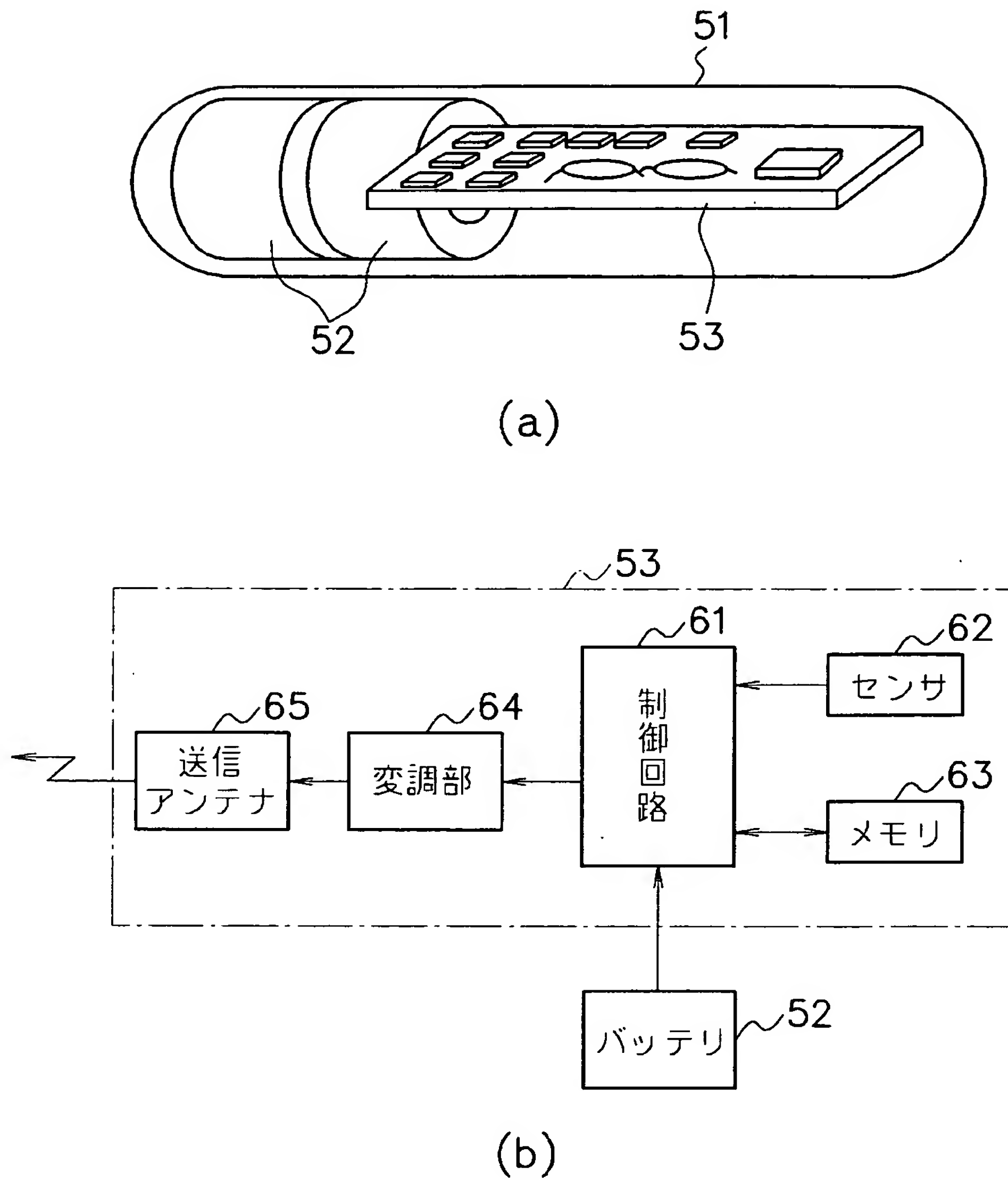
【図 4】

中継装置のモジュール基板



【図 5】

従来の医療用タグ装置



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 人間や動物などの生体に不自由を強いたり、大きな抵抗感や苦痛を与えることなく、タグ装置を長時間生体内に留置して使用できるようにする。

【解決手段】 生体の身体内部に埋め込まれるタグ装置 1 と、身体内部に埋め込まれたタグ装置 1 の近傍の身体外部に設置される中継装置 2 と、タグ装置 1 により検出された生体内情報を中継装置 2 を介して取得する主送受信機 3 とを備え、タグ装置 1 は中継装置 2 から受信した電磁波を整流して動作電力を生成する整流回路を備え、タグ装置 1 の駆動に必要な動作電力を、R F I D などの手段を用いて、外部から供給される電磁波に基づきタグ内部で発生することにより、タグ装置 1 に電池やバッテリーなどを備える必要をなくし、その分タグ装置 1 を小型化することができるようにするとともに、身体内部で半永久的に使用することができるようにする。

【選択図】 図 1

特願 2 0 0 1 - 3 7 2 8 6 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[5 9 1 2 5 4 0 7 3]

1. 変更年月日 1 9 9 1 年 1 0 月 1 8 日
[変更理由] 新規登録
住 所 東京都港区芝大門 1 - 4 - 1 4 芝栄太楼ビル 5 F
氏 名 株式会社レアメタル

2. 変更年月日 2 0 0 2 年 1 0 月 3 日
[変更理由] 住所変更
住 所 東京都港区芝大門 1 - 1 6 - 3 芝大門 1 1 6 ビル 8 F
氏 名 株式会社レアメタル